



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **2003235813 A**(43) Date of publication of application: **26.08.03**

(51) Int. Cl.

A61B 5/00**A61B 5/0205****A61B 5/08****A61B 5/11****A61B 5/117****G06F 17/60**(21) Application number: **2002368001**(22) Date of filing: **14.09.94**(62) Division of application: **08220130**(71) Applicant: **MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD**(72) Inventor: **SHIMADA TAKUO
MIKI MASAYOSHI
YAMAUCHI YOSHIYUKI
UMEKAGE YASUHIRO**

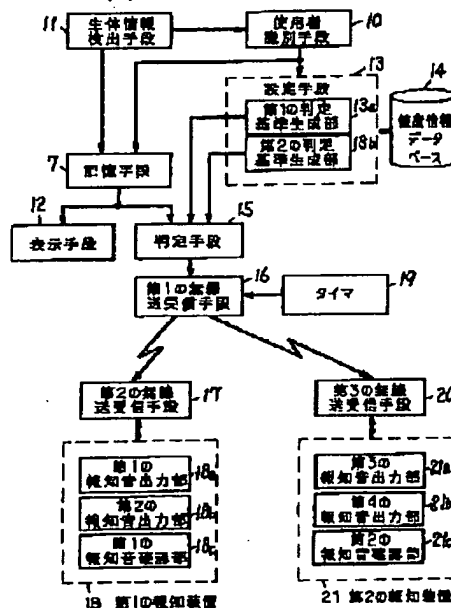
(54) MONITORING DEVICE

(57) Abstract

PROBLEM TO BE SOLVED: To positively support health care by judging a present physical condition on the basis of the history of biological signals collected and stored for each user and a judgment standard appropriately set for that user and reporting the judged health condition.

SOLUTION: The monitoring device is provided with a biological information detecting means 11 for detecting a plurality of kinds of biological signals of a user, a user identifying means 10 for identifying the user, a storage means 7 for storing the time series data of the biological information detecting means 11, a setting means 13 for setting the judgment standard for each user on the basis of the time series data on the plurality of kinds of biological signals stored in the storage means 7, a judgment means 15 for judging the physical condition of the user on the basis of the time series data of the biological signals stored in the storage means 7 and the judgment standard, and a control means for issuing a report signal corresponding to the judgment result of the judgment means 15.

COPYRIGHT: (C)2003,JPO



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-235813

(P2003-235813A)

(43) 公開日 平成15年8月26日 (2003.8.26)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	データ* (参考)
A 6 1 B 5/00	1 0 2	A 6 1 B 5/00	1 0 2 B 4 C 0 1 7
5/0205		5/08	4 C 0 3 8
5/08		G 0 6 F 17/60	1 2 6 W
5/11		A 6 1 B 5/02	E
5/117			F

審査請求 有 請求項の数 4 O L (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2002-368001(P2002-368001)
(62) 分割の表示 特願平6-220130の分割
(22) 出願日 平成6年9月14日 (1994.9.14)

(71) 出願人 00000:821
松下電器産業株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地
(72) 発明者 嶋田 拓生
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内
(72) 発明者 三木 正義
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内
(74) 代理人 10009/445
弁理士 岩橋 文雄 (外2名)

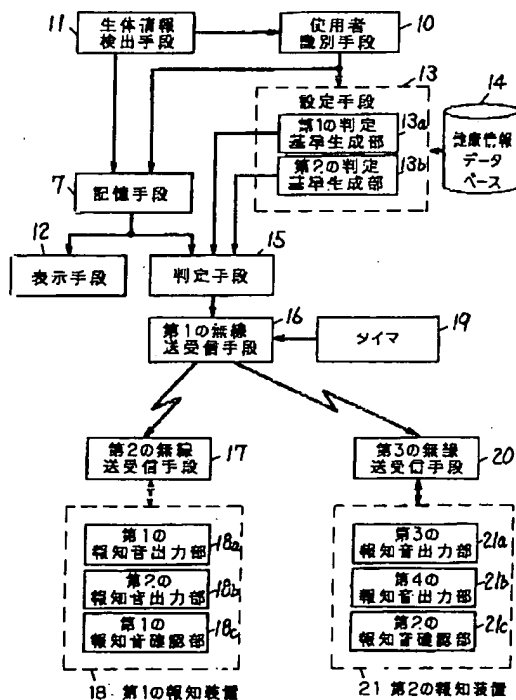
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 監視装置

(57) 【要約】

【課題】 使用者ごとに収集、蓄積された生体信号の履歴とその使用者向けに適切に設定された判定基準に基づき現在の身体状態を判定し、通報、健康管理を積極的に支援することを目的とする。

【解決手段】 使用者の複数の種類の生体信号を検出する生体情報検出手段11と、使用者を識別する使用者識別手段10と、前記生体情報検出手段11の時系列データを蓄積する記憶手段7と、前記記憶手段7に蓄積された複数の種類の生体信号の時系列データに基づいて使用者ごとの判定基準を設定する設定手段13と、前記記憶手段7に蓄積された前記生体信号の時系列データ及び前記判定基準に基づき使用者の身体状態を判定する判定手段15と、前記判定手段15の判定結果に応じて報知信号を発する制御手段とを備えた。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 使用者の複数の種類の生体信号を検出する生体情報検出手段と、前記生体情報検出手段のうち少なくとも1つの生体信号の出力に基づいて使用者の特徴を抽出し使用者を識別する使用者識別手段と、前記生体情報検出手段の時系列データを蓄積する記憶手段と、前記記憶手段に蓄積された複数の種類の生体信号の時系列データに基づいて使用者ごとの判定基準をファジィメンバーシップ関数により設定する設定手段と、前記記憶手段に蓄積された前記生体信号の時系列データ及び前記判定基準に基づき使用者の身体状態を判定する判定手段と、前記判定手段の判定結果に応じて報知信号を発する制御手段とを備えた監視装置。

【請求項2】 生体情報検出手段は、体温検出手段、血圧検出手段、体動検出手段、脈拍数検出手段、呼吸数検出手段のうち少なくともいずれか1つ以上からなることを特徴とする請求項1記載の監視装置。

【請求項3】 使用者識別手段は、生体情報検出手段により検出された時系列データに基づいてカオスアトラクタを演算し使用者の特徴を抽出する構成とした請求項1または2記載の監視装置。

【請求項4】 生体情報検出手段はマットレス、布団、毛布、シーツ、ベッドパッド、おむつ、椅子、便座、カーペット、浴槽などの生活用品にとりつけたことを特徴とする請求項1から3のいずれか1項記載の監視装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は在宅などにおいて非侵襲、非観血に使用者の生体信号を検出し、異常状態の有無や健康状態を記録、通報したり使用者の健康を維持、向上させる監視装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 従来この種の監視装置は、生体情報検出手段から得られた信号をそのまま表示、記憶、送信するものが主であり、異常の有無や健康状態の判定はほとんど専門医に委ねられていた（例えば、特許文献1～3、非特許文献1参照）。

【0003】 一方医療用モニタリング装置には、心電図、呼吸、血圧、体温などの測定データ（バイタルサイン）をベッドサイドから無線で遠隔監視したり、波形解析結果が所定範囲を逸脱するとアラーム音を発するものはある（例えば、特許文献4～6、非特許文献2、3参照）。

【0004】

【特許文献1】 特開平5-228116号公報

【特許文献2】 特開平6-30914号公報

【特許文献3】 特開平6-7307号公報

【特許文献4】 特開平4-56561号公報

【特許文献5】 特開平4-57161号公報

【特許文献6】 特開平4-327832号公報

【非特許文献1】 日本エム・イー学会専門別研究会「在宅医療とME技術」研究会研究報告集Vol. 2、No. 1、1993年

【非特許文献2】 岡島光治著、「診断とME」－人体を測って診断を考える－、コロナ社、1989年

【非特許文献3】 久保田博南著「健康を計る」、講談社ブルーバックス、1993年

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら上記従来の構成では、正常か異常かなど身体状態判定は専門医が後になって目で見ても判断せざるを得なかった。もしくは判定基準が常に一定であり、監視対象である使用者が変わった場合判定基準をその都度適切に設定し直すことは困難であった。生体情報検出手段から得られる信号だけを用いて正常か否かを判断する場合、全ての使用者に適用できる範囲で固定的に判定基準を設定すると、一概には判断し切れない不定領域が広くなり異常検出能力は低いままである。つまり使用者の状態が急変し、緊急状態が起こっているのに通報・報知できなかつたり、逆に使用者は正常なのに監視者（介護者など）に対する不要の呼出を繰り返してしまうなど誤動作が絶えない。

【0006】 調節操作によって判定基準が設定できるとしても、専門医でなければ調節困難であるし使用者が頻繁に変わる生活用品（例えば便座や浴槽）には取り付けすることは不可能である。さらに同じ使用者でも時間帯や季節、年齢、環境条件、食事・運動・投薬の有無、精神状態に応じて判定基準は変動する。

【0007】 本発明はこのような従来の課題を解決するもので、使用者ごとに収集、蓄積された生体信号の履歴とその使用者向けに適切に設定された判定基準に基づき現在の身体状態を判定することで、緊急通報（クリティカル・ケア）したり疾患の予防、早期発見（プライマリ・ケア）するなど健康管理を積極的に支援することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】 上記課題を解決するために本発明の監視装置は、使用者の複数の種類の生体信号を検出する生体情報検出手段と、前記生体情報検出手段のうち少なくとも1つの生体信号の出力に基づいて使用者の特徴を抽出し使用者を識別する使用者識別手段と、前記生体情報検出手段の時系列データを蓄積する記憶手段と、前記記憶手段に蓄積された複数の種類の生体信号の時系列データに基づいて使用者ごとの判定基準をファジィメンバーシップ関数により設定する設定手段と、前記記憶手段に蓄積された前記生体信号の時系列データ及び前記判定基準に基づき使用者の身体状態を判定する判定手段と、前記判定手段の判定結果に応じて報知信号を発する制御手段とを備えたものである。

【0009】 上記構成によって、使用者ごとに収集、蓄積された生体信号の履歴と、その使用者向けに適切に設

定された判定基準に基づき現在の身体状態を判定して、制御手段によって、判定結果を報知する。

【0010】

【発明の実施の形態】本発明は上記構成によって、複数の使用者が同一の本装置を用いた場合に使用者ごとに異なる最適の判定基準に基づいて身体状態が判定され、制御手段は判定結果に応じて使用者ごとに制御内容を変えることになる。生体信号に関しては同じデータでも使用者ごとに正常か異常かの基準が異なるのが常であり、使用者ごとに判定基準が設定されるので判定手段における判定精度は向上する。ある種の疾患を早期発見、報知することにもつながる。

【0011】また、生体情報検出手段が体温検出手段であるため、感染症をはじめとする発熱をきたす疾患や月経周期（女性の場合）を測定できる。特に自覚症状を訴えることの困難な乳幼児や高齢者、障害者に適用することで常時異常の有無が確認できる。

【0012】また所定時間（例えば数日）内に所定範囲を越える体温変動がある場合ないし体温が所定時間（例えば数日）以上継続して所定範囲を越える場合報知信号を送出するので、緊急事態発生時に迅速な処置が施せる。一般に体の細胞は34℃以下または40℃以上になると機能に変化をきたし、40～42℃が数時間続くと死に至ることもある。また中枢神経系の細胞は41℃を越えると正常に機能することができないといわれている。さらに通常乳幼児の体温は高く、高齢者では低い。女性ではホルモンの影響で周期的な変動が認められる。また成人期にあっても使用者によって相当違いのあることが知られている。そこで使用者ごとに判定基準を設定することによって異常の有無をより精度よく判定できることになる。具体的には例えば同じ37.5℃でも女性で高温期にある使用者なら正常と判定し、高齢者で平熱が35.8℃くらいの使用者なら異常と判定することになる。加えて発熱パターンには稽留熱、弛張熱、間欠熱、波状熱、二峰熱、不定熱など種々あり体温の経時変化を見ることで疾患の種類、緊急度を判別できる。ところで体温はサーカディアンリズムを持つが、測定を1日のうちで頻回に行なうことで正確な測定値を得ることになる。また体温変動リズムは使用者ごとに異なる固有の生物時計に支配されたものであり、使用者の体温変動リズムに合致した判定基準を設けることによって精度の高い監視装置が提供されることにもなる。

【0013】また生体情報検出手段が血圧検出手段であるため、高血圧症、低血圧症を検出できる。例えばWHOの血圧分類では、最大血圧100～139mmHgかつ最小血圧89mmHgを正常血圧、最大血圧160mmHg以上または最小血圧95mmHg以上を高血圧、また拡張期血圧90～100mmHg以下の場合を低血圧と定めている。但し血圧には個人差がある。健康な20歳代の血圧は最大120mmHg、最小80mmHg

前後であり、その後加齢に伴って最大血圧は上昇する傾向があるが最小血圧はほとんど変化しない。そこで使用者ごとに判定基準を設定することによって異常の有無をより精度よく判定できることになる。

【0014】また血圧が所定範囲を逸脱した場合報知信号を送出するので、緊急事態発生時に迅速な処置が施せる。特に高血圧には自覚症状がなく持続するので、気づかないうちに動脈血管の変性、循環血流量の減少が起きて、心臓・血管系、腎臓、脳機能の障害を起こすことを回避することになる。また脳への一過性虚血を起こさせる起立性低血圧症ではめまい、立ちくらみによる転倒事故などを報知によって未然に防ぐことになる。使用者ごとに判定基準を設定することによって慢性疾患だけでなく、急激に血圧上昇をきたす高血圧性緊急症や急激に血圧低下をきたすショックなどの異常をより確実に判定し報知できる。血圧が急激に上昇し、血管収縮を起こし易くなる時刻は心筋梗塞の多発時刻に一致しており、環境条件とは別にヒトには「死にやすい時刻」のあることが指摘されている。そこで血圧検出手段をベッド、布団、毛布、シーツ、マットレス、おむつ、椅子、便座、カーベット、浴槽などの生活用品に取り付けることで住居内にいる使用者の連続監視が可能となる。また日常生活において安静を保持し穏やかな心身状態のまま精度よく血圧測定できる。ところで血圧はサーカディアンリズムを持つが、測定を1日のうちで頻回に行なうことで正確な測定値を得ることになる。また血圧変動リズムは使用者ごとに異なる固有の生物時計に支配されたものであり、使用者の血圧変動リズムに合致した判定基準を設けることによって精度の高い監視装置が提供されることにもなる。

【0015】また生体情報検出手段が体動検出手段であるため、体動量の大小が測定できる。特にこの体動検出手段をベッドに埋め込んだ場合、就寝中の寝返り頻度などが測定できる。

【0016】また生体情報検出手段は脈拍数検出手段であるため、使用者の不整脈や脈拍数のトレンドが測定できる。安静時の脈拍数にも個人差が大きいことはよく知られている。自転車、マラソン、スキーの長距離選手のように全身の激しい運動を長く続けていると心臓は鍛錬性肥大を起こし心臓に余力を残すようになる。心臓が強靱で拍出量が増大すると脈拍数は減る。一般の使用者は毎分65拍～70拍位だが、マラソン選手の中には毎分40～50拍位の使用者もいる。また年齢による差もある。そこで使用者ごとに判定基準を設定することによって異常の有無をより精度よく判定できることになる。脈拍数を測定することによって使用者に適した運動量の目安もわかる。ところで脈拍数はサーカディアンリズムを持つが、測定を1日のうちで頻回に行なうことで正確な測定値を得ることになる。また脈拍数変動リズムは使用者ごとに異なる固有の生物時計に支配されたものであ

り、使用者の脈拍数変動リズムに合致した判定基準を設けることによって精度の高い監視装置が提供されることにもなる。

【0017】また生体情報検出手段は呼吸数検出手段であるため、呼吸異常の発見や脈拍数のトレンドが測定できる。呼吸数もサーカディアンリズムを持つが、測定を1日のうちで頻回に行なうことで正確な測定値を得ることになる。また呼吸数変動リズムは使用者ごとに異なる固有の生物時計に支配されたものであり、使用者の呼吸数変動リズムに合致した判定基準を設けることによって精度の高い監視装置が提供されることにもなる。

【0018】使用者識別手段は、生体情報検出手段により検出された時系列データに基づいてカオスアトラクタを演算し使用者の特徴を抽出する構成としたので、生体情報検出手段の出力そのものを用い、カオスアトラクタを演算して特徴抽出して使用者を識別するので、装置の構成が簡単になる。

【0019】また生体情報検出手段をベッド、布団、毛布、シーツ、マットレス、おむつ、椅子、便座、カーベット、浴槽などの生活用品に取り付けることで使用者に負担をかけることなく非侵襲・非観血に生体信号を検出することになる。つまり使用者は、日々の生活の中で無意識のうちに簡単な健康診断を受診していることと等価になる。いちいち病院などの医療機関に出向き、長時間を費やして検査を受ける必要もなくなる。呼吸・循環・代謝などの状態は時々刻々変化するものであるが、日常生活における様々な条件下でも長期間にわたり継続して生体信号を検出することで、個々の使用者特有の生理的特徴を明らかにできる。また生体情報検出手段における測定精度は、侵襲・観血によって得られる特殊な医療用検査装置におけるものほど厳密なものでもなくとも繰り返し測定することで高精度化が図れる。

【0020】

【実施例】以下本発明の第1の実施例を図1～図4を参照して説明する。図1において、1は使用者の生体信号を検出する生体情報検出手段であり、2はこの生体信号の時系列データの一定時間分の平均値を蓄積する記憶手段である。また3は使用者ごとに判定基準を設定する設定手段であり、判定手段4は記憶手段2に蓄積された生体信号データと設定手段3で定められた判定基準とを比較し、異常の有無を判定する。さらに制御手段5は判定手段4での判定結果が異常であれば報知信号を発する構成である。

【0021】設定手段3の構成を図2に示す。説明簡単化のため本監視装置は最大5人までが使用するものとする。301～305は使用者ごとに設けられた操作部であり、この操作部301～305のいずれかを操作することにより本監視装置は動作を開始する。306～310は使用者ごとの異常下限値調節部であり、あらかじめ使用者ごとに閾値が定められている。異常下限値調節部

306～310は回転式ボリュームにA/D変換器が接続されさらにデジタルデータを記憶する不揮発性メモリからなるので、設定された異常下限値は再設定されない限りその値を保持する。同様に311～315は使用者ごとの異常上限値調節部である。316は使用者特定部であり、操作部301～305いずれかの操作に対応した使用者を選択し、異常下限値選択部317ないし異常上限値選択部318に選択信号を出力する。異常下限値選択部317では異常下限値調節部306～310に記憶されている異常下限値のうち使用者特定部316で特定された使用者の異常下限値を抽出し判定手段4に出力する。異常上限値選択部318の動作も同様である。図3に示すように生体情報検出手段1から記憶手段2を介して得られる生体信号出力信号が0を中心にプラス側とマイナス側に振れるよう基準化した場合、日頃の正常値範囲やどちらとも言えない不定領域は使用者によって大きく異なる。もし万人向けに固定的に判定基準を設ける場合は、誤判定を避けるために異常下限値や異常上限値をゆるやかな値(図3では-4と+4)に規定しておかざるを得ない。これに対し設定手段3を設けることで、異常下限値や異常上限値は使用者ごとに可変することができる(例えばAさん向けは-2と+3、Bさん向けは-2.5と+2.5)。また異常下限値や異常上限値は自由に変更可能なので、加齢に伴って正常値範囲が徐々にドリフトする場合や使用者の新規追加にも容易に対応できる。尚、何の異常下限値、異常上限値も設定されていない初期状態には、万人向けの判定基準が設定されている。

【0022】判定手段4は図4に示すように2つの比較器4a、4bと論理和素子4cとからなる。すなわち記憶手段2から出力された生体信号の出力信号が設定手段3から出力された異常上限値より大きいのかまたは異常下限値より小さい場合に比較器4aか比較器4bのいずれかがハイとなるため論理和素子4cを経て異常判定信号を制御手段5に出力する構成である。但し異常上限値>異常下限値であり、論理和素子4cは正論理回路からなるものとする。

【0023】上記構成において、複数の使用者が同一の本装置を用いた場合に使用者ごとに異なる最適の判定基準(異常下限値と異常上限値)に基づいて異常の有無が判定され、制御手段5はこの判定結果に応じて使用者ごとに制御内容を変えることになる。上記したように生体信号に関しては同じデータでも使用者ごとに正常か異常かの基準が異なるのが常であり、使用者ごとに判定基準が設定されるので判定手段4における判定精度は向上する。ある種の疾患を早期発見、報知することにもつながる。また長期間にわたり、使用者の生体信号のトレンドを把握することができるので健康状態の推移が把握できる。また本装置を作動させると連続監視されるので、医療の専門家がその場に立ち会わなくても使用者ごとの健

康データが自動的に蓄積されるという効果もある。特に健康でない高齢者、障害者、乳幼児など自らの健康状態を訴えることが困難な人、感覚の低下をきたしている人にとっては非常に有効である。

【0024】ところで生体信号は時間帯や季節、年齢、環境条件、食事・運動・投薬の有無、精神状態に応じて変動することはよく知られており、生体情報検出手段1からの出力信号に時間帯検出手段、季節検出手段、年齢検出手段、外部環境検出手段などからの出力信号を加え複合的に判定したり、1日のうちの複数回の判定結果を多数決することなどで変動の影響を小さく押さえるなどで判定精度を高めても構わない。また使用者とは人に限るものではない。生体信号を発するペットなどの動物に適用してもよい。一般に動物は自らの健康状態の異変を世話をしてくれる飼い主に訴えることが出来ないので、特定された動物に合致した判定基準を設けておいて監視する効果は大きい。

【0025】次に本発明の第2の実施例について図5を用いて説明する。尚、第1の実施例と同一の機能ブロックには同一番号を付与する。図5が図1に示した第1の実施例と異なるのは、使用者が誰であるかを識別する使用者識別手段6を設けた点にある。使用者識別手段6はCCDカメラと画像認識装置からなり、使用者を識別する。さらに使用者識別手段6によって識別された使用者ごとの生体信号の時系列データを蓄積する記憶手段7と、使用者ごとに判定基準を設定するとともに使用者ごとにあらかじめ設定されているこれら判定基準のうちの1つを自動選択する設定手段8とを備えたものである。

【0026】上記構成において、使用者ごとの判定基準は自動的に選択されるとともに生体信号の時系列データを使用者ごとに分離して蓄積できる。判定手段は記憶手段7に蓄積された使用者ごとの生体信号の時系列データと判定基準に応じて身体状態を判定するので、例えば現在検出された生体信号が同一でも使用者が異なれば、過去の履歴によって判定結果を異なるものにする。使用者を識別する使用者識別手段6を設けることによって、使用者は本装置を使うたびに誰が使用しているのか操作して明示する手間が不要になり、使い勝手が向上する。複数の使用者が同一の本装置を用いても、使用者は何ら意識することなく使用者ごとの生体信号の履歴が蓄積することにもなる。使用者自らの操作間違いや操作忘れによる誤動作も心配ない。特にスイッチ操作が出来ない乳幼児、高齢者、障害者、入院患者にとって大変有効である。介護者に対する負担も少なくなる。また使用者ごとの操作部を設ける必要がないので、装置の小型化が図れる。通常の使用時には頻繁に判定基準を設定する必要もなく、本装置を使用者の目に触れないデッドスペースに埋め込んでおくことも可能である。

【0027】次に第3の実施例について図6、図7を用いて説明する。図6が図5に示した第2の実施例と異なる

のは記憶手段7に蓄積された使用者ごとの生体信号の時系列データに基づいて判定基準を設定させる設定手段9を設けた点にある。つまり判定基準自身が使用者ごとの生体信号の時系列データに基づき教師なし学習過程を経て変わっていくので本装置を使用すればする程、使用者に適した判定基準が自動的に構築される。学習にはニューラルネットワークを用いる。判定基準の変更しやすさを決定するパラメータは初期動作時から徐々に小さくなるアニーリング法を用いることによって、使用者ごとの生体信号の時系列データをすばやく特徴づけるものとする。ネットワーク構造は図7に示すように入力層のニューロン集団が2分割されたりカレント型ネットワークを用いる。一方には入力信号（現在検出した使用者の生体信号）が直接入力され、他方には出力層のニューロンの出力信号が入力される。これにより、現在の入力信号と過去に入力信号を処理したものを同時に扱うことができる。具体的には学習によって通常生体信号の変動が小さい使用者に対しては厳しい判定条件が課せられる一方、普段から生体信号の変動が大きい使用者に対しては緩い判定条件が課せられるようになってくる。あるいは普段から生体信号の出力値が高め（低め）の使用者に対しては正常値を高め（低め）にスライドしていくことになる。

【0028】上記構成によって、設定手段9が判定基準の設定を自動的に行なうので通常の使用時のみならず一切の調整操作が不要で、使用者に最適の判定基準が自動的に生成されていく。よってスイッチ操作が出来ない乳幼児、高齢者、障害者、入院患者にとって大変有効である。介護者に対する負担も少なくなる。また使用者ごとの操作部や判定基準調節部を設ける必要が全くないので、よりいっそうの小型化が図れる。メンテナンスが不要なので本装置を使用者の目に触れないデッドスペースに埋め込んでおくことも可能である。

【0029】尚、学習は上記構成に限るものではない。ニューラルネットワークでなくエキスパートシステムなど厳密な条件論理式だけで構成してもよいし、学習モードと動作モードを分けてもよい。また遺伝的アルゴリズムを用いてもよい。ニューラルネットワークでも学習ベクトル量子化法(LVQ)やRCEなど他の学習モデルを用いてもよい。

【0030】次に第4の実施例について図8～図10を用いて説明する。図8が図6に示した第3の実施例と異なるのは使用者の生体信号を検出する生体情報検出手段1の出力そのものに基づいて使用者を識別する構成の使用使用者識別手段10を備えた点にある。

【0031】ここでは生体信号として指尖脈波を用いる例について説明する。生体情報検出手段1は図9に示すように使用者の指尖部100に装着して脈波を採取するものであり、柔軟かつ遮光性を有するカバー部101を有底筒状に形成して指尖部100を挿入する。このカバ

一部101の内面には指尖部100の指腹に当接するよう発光素子102と受光素子103が取り付けられている。発光素子102と受光素子103の先端部には凸レンズが装着され、指尖部100内部で光軸が交差する位置に設けられている。つまり発光素子102からの投射光を指尖部100内部で反射させ、反射光を受光素子103に入射させる構成である。受光素子103への入射光量はさらに電圧変換され、信号増幅、一定間隔（例えば5ms）ごとのA/D変換によって使用者の指尖脈波の時系列データが出力される。

【0032】次に使用者識別手段10の構成を図10に示す。まず4次元数空間埋め込み手段104では生体情報検出手段1から出力された時系列データから所定の埋め込み間隔で離れ4つの数値を抽出し、4次元ベクトルを形成する。これを多数の時系列データで実施することにより脈波のカオスアトラクタが4次元空間内に埋め込まれる。次に3次元数空間投影手段105では、所定の行列計算により4次元座標のカオスアトラクタを3次元数空間上に投影する（次元数を1つ落とす）。同様に2次元数空間写影手段106では、3次元座標のカオスアトラクタを2次元数空間上に写影する（次元数をさらに1つ落とす）。パターン分類手段107は2次元数空間写影手段から出力される2次元画像をDPマッチング手法によって分類（クラスタリング）するもので、これにより使用者が誰かを明確に分離することができる。言い換えると指尖脈波の時系列データのゆらぎから使用者の特徴を抽出することになる。併せてこの指尖脈波の時系列データは識別された使用者ごとの生体信号として記憶手段7に蓄積される。

【0033】上記構成において使用者識別手段10は生体情報検出手段1の出力そのものを用いて使用者を識別するので、装置の構成が簡単になる。

【0034】尚、使用者を識別するのに生体情報検出手段1の出力信号を用いるのではなく、生体情報検出手段1以外に新たな生体情報検出手段を別に設け、この新たな生体情報検出手段の出力信号から使用者を識別する構成としてもよい。使用者識別手段10の構成も上記のようなカオスアトラクタを演算し、パターンマッチングする手法に限るものではない。特に使用者が限定され、個々の使用者からの出力信号に明らかな差異がある場合は、所定の閾値を設けて識別する簡便な方法を用いてもよい。

【0035】次に第5の実施例について図11を用いて説明する。図11において使用者の生体信号を検出する生体情報検出手段11は体温、血圧、脈拍数、呼吸数の4種類の生体信号を独立に同時検出し、記憶手段7で使用者ごとの体温、血圧、脈拍数、呼吸数の時系列データが蓄積される。記憶手段7には、使用者本人が蓄積された時系列データを見られるよう表示手段12が接続されている。

【0036】一方、設定手段13は第1の判定基準生成部13aと第2の判定基準生成部13bとからなる。この設定手段13には使用者識別手段10とCD-ROMからなる健康情報データベース14が接続されている。健康情報データベース14には、生体情報検出手段11で得られる複数種類の生体信号それぞれの正常値範囲が記憶されており、第1の判定基準生成部13a及び第2の判定基準生成部13bで生成される判定条件の最大可動範囲を規定している。第1の判定基準生成部13aは、各種種類の生体信号それぞれについて緊急事態発生の有無に関する判定条件（緩い条件）を使用者ごと個別に有し、第2の判定基準生成部13bは警戒事態発生の有無に関する判定条件（厳しい条件）を使用者ごとに有する。ここで緊急とは即座の処置を要する急性異常状態を示し、警戒とは使用者本人に注意を促す程度の弱い異常状態も含めた領域を示す。第1の判定基準及び第2の判定基準は、図12に示すようなファジィメンバーシップ関数（前件部）として各種種類の生体信号ごとに定義され、判定手段15に出力される。つまり第1の判定基準に関して、もし「体温が非常に高い（非常に低い）」ならば、「緊急度は大きい」。もし「血圧が非常に高い（非常に低い）」ならば、「緊急度は大きい」。もし「脈拍数が非常に高い（非常に低い）」ならば、「緊急度は大きい」。もし「呼吸数が非常に高い（非常に低い）」ならば、「緊急度は大きい」。のであるが、使用者にとってどの位の体温、血圧、脈拍数、呼吸数が非常に高い（非常に低い）状態なのかを生体信号ごと定量的に表現していることになる。同様に第2の判定基準に関しても、もし「体温が高め（低め）」ならば、「警戒度は大きい」。もし「血圧が高め（低め）」ならば、「警戒度は大きい」。もし「脈拍数が高め（低め）」ならば、「警戒度は大きい」。もし「呼吸数が高め（低め）」ならば、「警戒度は大きい」。としている。

【0037】判定手段15の構成を図13に示す。体温緊急度算出部15aでは記憶手段7から出力された使用者の体温と第1の判定基準生成部13aで生成された第1の体温判定基準から体温緊急度を算出する。血圧、脈拍数、呼吸数に関しても同様に血圧緊急度算出部15b、脈拍数緊急度算出部15c、呼吸数緊急度算出部15dで血圧緊急度、脈拍数緊急度、呼吸数緊急度を算出する。警戒事態判定部15eでは体温緊急度、血圧緊急度、脈拍数緊急度、呼吸数緊急度をファジィ演算によって合成し、得られた総合緊急度に応じて第1の報知信号を第1の無線送受信手段16に出力する。同様に体温警戒度算出部15f、血圧警戒度算出部15g、脈拍数警戒度算出部15h、呼吸数警戒度算出部15iで体温警戒度、血圧警戒度、脈拍数警戒度、呼吸数警戒度をそれぞれ算出し、警戒事態判定部15jで判定された総合警戒度に応じて第2の報知信号を第1の無線送受信手段16に出力する。ここで総合緊急度、総合警戒度の算出は

マムダニの方法としてよく知られているMIN-MAX重心合成法を用いる。

【0038】つまり判定手段15は測定された体温、血圧、脈拍数、呼吸数から使用者の緊急状態（または警戒状態）の有無を判定し、第1（または第2の）の報知信号を第1の無線送受信手段16に出力するものである。

【0039】第1の無線送受信手段16は判定手段15から第1の報知信号または第2の報知信号を受信後、遠隔地にある第2の無線送受信手段17に向け無線で報知する。無線は400MHz帯の特定小電力無線を用い、同一構内における装置間で双方向通信可能な無線LANを構成している。第2の無線送受信手段17は、第1の報知装置18に接続されている。第1の報知装置18は、第1の報知音出力部18a、第2の報知音出力部18b、第1の報知音確認部18cからなる。第1の報知音出力部18aは第1の報知信号を受信した時に鳴動する大音量の緊急報知ベルであり、第2の報知音出力部18bは第2の報知信号を受信した時に鳴動する小音量の警戒報知チャイムである。第1の報知音確認部18cは報知音確認スイッチと報知確認信号送出回路からなり、第1の報知装置18のそばにいる介護者が、第1または第2の報知音鳴動を確認するためのものである。第1または第2の報知音は一旦鳴動を開始すると第1の報知音確認部18cの報知音確認スイッチが押されるまで継続する。第1の報知音確認部18cの報知音確認スイッチが押されると、第1または第2の報知音は停止し、さらに報知確認信号送出回路が第2の無線送受信手段17を介し無線で第1の無線送受信手段16に報知確認信号を送出する。

【0040】また第1の無線送受信手段16にはタイマ19が接続され、第1の報知装置18への報知信号送出後、所定時間以内に第1の報知装置18から第2の無線送受信手段17を介しての報知確認信号を受信しない場合、第3の無線送受信手段20に向け同様の報知信号を無線で報知する。第3の無線送受信手段20は、第2の報知装置21に接続されている。第2の報知装置21は、第3の報知音出力部21a、第4の報知音出力部21b、第2の報知音確認部21cからなる。

【0041】第3の報知音出力部21aは第1の報知信号を受信した時に鳴動する大音量の緊急報知ベルであり、第4の報知音出力部21bは第2の報知信号を受信した時に鳴動する小音量の警戒報知チャイムである。第2の報知音確認部21cは報知音確認スイッチと報知確認信号送出回路からなり、第2の報知装置21のそばにいる介護者が、第3または第4の報知音鳴動を確認するためのものである。第3または第4の報知音は一旦鳴動を開始すると第2の報知音確認部21cの報知音確認スイッチが押されるまで継続する。第2の報知音確認部21cの報知音確認スイッチが押されると、第3または第4の報知音は停止し、さらに報知確認信号送出回路が第

3の無線送受信手段20を介し無線で第1の無線送受信手段16に報知確認信号を送出する。

【0042】尚、ここでは生体信号（体温、血圧、脈拍数、呼吸数）の瞬時値の大小によって緊急状態や警戒状態の有無を判定するものとしたが、過去からの生体信号の履歴や生体信号の時間変化率（微分値）、積算量（積分値）を用いて判定してもよい。1分間当たりの脈拍数や呼吸数といった値ではなく脈拍（心電）波形や呼吸波形そのものの形状や、長期的な変動傾向から判定してもよい。判定に用いる演算もファジィ演算でなく、厳密な論理演算、あるいはニューラルネットワークを組み合わせてもよい。健康情報データベース14を設定手段13に接続するのではなく、判定手段15に接続し緊急状態や警戒状態の有無判定に用いてもよい。生体情報検出手段11の出力を用い、第1または第2の判定基準を学習によって自動調節させてよい。判定基準も緊急、警戒の2種類ではなく多段階に設けてもよい。生体信号の種類もこれに限るものではない。第1の報知装置18、第2の報知装置24は生体情報検出手段11と同一構内にありとしたが別棟の建物にあり、無線または有線の通信回線で結ばれている構成でもよい。通報先を2箇所でもっと多数設けてもよい。

【0043】上記構成において、健康情報データベース14に基づき複数種類の生体信号から使用者の身体状態を判定するので身体状態の判定精度が高められる。また使用中で新たに別の生体情報検出手段を追加することにも簡単に対応できる。

【0044】また判定手段と制御手段との間あるいは記憶手段と判定手段との間を無線の通信回線で接続することによって、本装置の設置工事が不要ないし非常に楽になる。設置場所が限定されないばかりか設置後に移動できるし、万一の交換や修理も短時間で済む。本装置を複数台接続することで遠隔にいる監視者に緊急情報を即座に伝える集中管理システムを容易に構築できる。電話回線を用いた他の有線・無線系システムと組み合わせ、健康管理ネットワークを構築するなど健康情報を多面的に活用することもできる。

【0045】また少なくとも2つの判定基準によって制御内容を異にすることで、オンオフだけの2値制御でなく生体信号に応じた多段階制御となる。例えば監視者に緊急度合を音によって変えて報知したり、睡眠中の使用者にどの程度積極的に覚醒促進制御するかを変えることになる。

【0046】使用者ごとの生体信号の時系列データを表示することで使用者自身に健康状態の推移を自覚させ、健康状態を維持、向上させるフィードバックをかけることになる。

【0047】報知装置に報知確認手段を設けることによって報知先の監視者の存在が使用者側でも明らかになる。生体情報検出手段によって痙攣、発作、急な発熱な

ど緊急事態と判定された場合、まず監視者である介護者が即座に応答する構成である。

【0048】タイマを設け、第1の報知装置への報知信号送出後、所定時間以内に報知確認信号を受信しない場合第2の報知装置へ報知信号を送出する構成を備えることで、第1の報知装置近傍に監視者が不在でも報知先を別の監視者に切り替えて報知できる。報知先を多重化することで信頼性、安全性が高まるという効果がある。

【0049】また生体情報検出手段は体温・血圧・脈拍数・呼吸数といったバイタルセンサであるため在宅でも簡単に測定できる重要な健康情報となる。

【0050】体温を測定することで、感染症をはじめとする発熱をきたす疾患や月経周期（女性の場合）を測定できる。特に自覚症状を訴えることの困難な乳幼児や高齢者、障害者に適用することで常時異常の有無が確認できる。平熱は使用者によって異なるため、使用者ごとに緊急事態や警戒事態の有無に関する判定基準が設定されていることで判定精度は飛躍的に向上する。

【0051】同様に血圧を測定することで、高血圧症、低血圧症を検出できる。例えばWHOの血圧分類では、最大血圧100～139mmHgかつ最小血圧89mmHgを正常血圧、最大血圧160mmHg以上または最小血圧95mmHg以上を高血圧、また拡張期血圧90～100mmHg以下の場合を低血圧と定めている。但し血圧には個人差がある。健康な20歳台の血圧は最大120mmHg、最小80mmHg前後であり、その後加齢に伴って最大血圧は上昇する傾向があるが最小血圧はほとんど変化しない。そこで使用者ごとに判定基準を設定することによって異常の有無をより精度よく判定できることになる。

【0052】また脈拍数を測定することで、使用者の不整脈や脈拍数のトレンドが測定できる。安静時の脈拍数にも個人差が大きいことはよく知られている。自転車、マラソン、スキーの長距離選手のように全身の激しい運動を長く続けていると心臓は鍛錬性肥大を起こし心臓に余力を残すようになる。心臓が強靱で拍出量が增大すると脈拍数は減る。一般の使用者は毎分65拍～70拍位だが、マラソン選手の中には毎分40～50拍位の使用者もいる。また年齢による差もある。そこで使用者ごとに判定基準を設定することによって異常の有無をより精度よく判定できることになる。脈拍数を測定することによって使用者に適した運動量の目安もわかる。ところで脈拍数はサーカディアンリズムを持つが、測定を1日のうちで頻回に行なうことで正確な測定値を得ることになる。また脈拍数変動リズムは使用者ごとに異なる固有の生物時計に支配されたものであり、使用者の脈拍数変動リズムに合致した判定基準を設けることによって精度の高い監視装置が提供されることにもなる。

【0053】さらに呼吸数を測定することで、呼吸異常の発見や脈拍数のトレンドが測定できる。呼吸数もサー

カディアンリズムを持つが、測定を1日のうちで頻回に行なうことで正確な測定値を得ることになる。また呼吸数変動リズムは使用者ごとに異なる固有の生物時計に支配されたものであり、使用者の呼吸数変動リズムに合致した判定基準を設けることによって精度の高い監視装置が提供されることにもなる。

【0054】次に第6の実施例について図14、図15、図16を用いて説明する。本実施例が既に説明した第1から第5の実施例と異なる点は使用者の生体信号を検出する生体情報検出手段の取り付け構成であるため、生体情報検出手段のみについて詳述する。図14において使用者の生体信号を検出する生体情報検出手段は、ベッド22の4箇所の脚下部に設けられた荷重センサ23及び荷重センサ信号処理部24からなる。荷重センサ23はロバーバル機構を内蔵した歪ゲージ式ロードセルであり5g以下の荷重分解能を持つ。4箇所の荷重センサ23と荷重センサ信号処理部24とはそれぞれ電源線とセンサ信号線とで結ばれており、荷重センサ信号処理部24でベッド上の荷重推移を測定する構成である。荷重センサ信号処理部24は4箇所の荷重センサ23からの出力信号を合成するものであるが、荷重センサの非直線性を線形変換するとともに温湿度変動、経年変化、クリープ特性などによる誤差成分を自動校正する機能を備えている。測定された荷重推移の例を図15に示す。ここでベッド上に使用者がいない場合の初期荷重はW0であり、いる場合の平均荷重はW1である。図15から使用者のベッド入床や離床の際あるいは寝返り、発話などの動作が生じた時に大きな荷重変動が見られる一方、安静時でも使用者がベッド上に横たわっている限り心拍活動に伴う微少な荷重変動が見られることがわかる。次に荷重センサ信号処理部24の構成を図16に示す。24aは4箇所の荷重センサ23からの出力信号を合成し、図15に示したような荷重Wの時系列信号を出力する。体重測定手段24bはあらかじめ使用者がベッド上にいない場合の初期荷重W0を記憶しておき入力信号である荷重W1から初期荷重W0を差し引いた値の1分間あたりの平均値を体重信号として常時出力する。使用者がベッド上にいないとは例えば出力された体重信号が $0 \pm 3 \text{ kg}$ であり、この体重信号の1分間における変動量（最大と最小の差あるいは分散値など）が所定量以下である場合と定義する。そしてこの体重信号における荷重Wを次回以降の初期荷重W0と記憶する構成である。つまり体重測定手段24bは使用者がベッド上にいる場合に体重情報を出力する一方、使用者がいない場合にはほぼ0kgを出力することで、ベッド上の使用者の在／不在を識別する構成も備えていることになる。体動測定手段24cは1分間あたりの荷重Wの変動量を算出し体動量信号として出力するものであり、就寝中における使用者の寝返りなどの体動量を出力する。尚、体動量は使用者の睡眠深度と相関があることが知られており、使用者の快適な入

眠や覚醒を促進するための重要な信号として位置づけることができる。また手足に傷害を受けた入院患者のリハビリテーション快復度や高齢障害者の基礎体力、床ずれ発生の危険性予知などの指標として用いることもできる。体動量測定手段24cはまた算出された体動量が所定値以上かつ所定値以下である場合、使用者がベッド上で安静状態を保持しているとし安静確認信号を脈拍数測定手段24dに出力する。脈拍数測定手段24dは体動量測定手段24cから安静確認信号を受けている場合のみ、荷重Wから脈拍成分を抽出し1分間あたりの脈拍数を周波数解析によって算出し出力する。さらに体重測定手段24b、体動量測定手段24c、脈拍数測定手段24dからの体重信号、体動量信号、脈拍数信号は生存判定手段24eに伝えられ、生存判定手段24eにおいて使用者の生存/死亡が判定される。生存判定手段24eでは所定の体重が継続しているのに体動や脈拍がなくなった場合を死亡と判定し死亡確認信号を出力する。また所定の体重が継続しつつ所定の体動や脈拍があれば生存と判定し生存確認信号を出力する。あるいは体重信号が所定範囲を逸脱している場合は生存か死亡かの判定不能と見なし、死亡確認信号も生存確認信号も出力しない。

【0055】上記構成において、荷重センサ信号処理部24は荷重センサ23の出力信号に基づき、ベッド上の人の有無、生死のほか単位時間ごとの体動量、脈拍数を独立に算出している。特に荷重センサ23をベッド22の4箇所の脚下部に設けることによって使用者に負担をかけることなく無拘束・非侵襲・非観血に生体信号を検出することになる。つまり使用者は、日々の生活の中で無意識のうちに簡単な健康診断を受診していることと等価になる。いちいち病院などの医療機関に出向き、長時間を費やして検査を受ける必要もなくなる。日常生活における様々な条件下でも長期間にわたり継続して生体信号を検出することで、個々の使用者特有の生理的特徴を明らかにできる。特にベッドは使用者が毎日(ほとんどの場合規則正しく決まった時間帯に)長時間にわたり無負荷で安静状態を保持して横たわる環境であるため生体信号検出に適している。この荷重センサ23の測定精度は、特殊な医療用検査装置ほど厳密なものでもなくとも繰り返し測定することで容易に高精度化が図れる。特に生存判定手段24eを設けることによって、住居内にいる使用者(例えば独居高齢者)の安否が遠隔から監視できる。また使用者の住居内における生活様式、行動パターンなどを記憶、蓄積することにもなる。

【0056】尚、この荷重センサ23はベッド22に取り付ける例を示したが、布団、毛布、シーツ、マットレス、おむつ、椅子、便座、カーペット、浴槽など他の生活用品に取り付けてもよい。ベッド22の4箇所の脚下部に設けるのではなくシート状の装置をベッド22の内部に装着する構成でも構わない。

【0057】次に第7の実施例について図17、図1

8、図19を用いて説明する。本実施例が既に説明した第6の実施例と異なる主な点は検出する使用者の生体信号の種類と各生体信号に基づく異常検出手段の構成である。図17において、25は厚さ10数cm程度の弾力性あるマットレスであり、3つ折りできる構成である。このマットレス25には複合センサ部26、生体信号処理部27、異常判定部28、無線通信手段29が内蔵されており、遠隔地にあるパーソナルコンピュータ30と無線で通信できる構成である。

【0058】複合センサ部26は、感圧センサ26a、温度センサ26b、振動センサ26c、光電センサ26d、湿度センサ26eからなる。感圧センサ26aは荷重に応じて導電カーボン(または導電ゴム)電極のインピーダンスが変化する可撓性の感圧抵抗素子であり、全体を覆うようにマットレス25内部に配設されている。温度センサ26bはサーミスタからなりマットレス25の中央部に配設されている。振動センサ26cはポリフッ化ビニリデン(PVDF)等の高分子圧電材料を薄膜化し両側に電極を付着させたものを同軸ケーブル状にシールド加工してあり、さらに感圧センサ26aと一体化されている。この同軸ケーブルは可撓性を有し(直径3mm程度で)外部から混入する電磁波ノイズの影響を除去すると同時に防水処理も施されている。光電センサ26dは小型の高輝度近赤外LED(波長 $\lambda=940\text{nm}$)及び赤色光LED(波長 $\lambda=660\text{nm}$)からなる発光部と反射光量を検出する小型のフォトトランジスタからなる受光部を複数箇所に設け、使用者の光の透過を測定する。湿度センサ26eはセラミック感湿材料からなり、温度センサ26bとともにフィルム状に一体成形されている。また湿度センサ26eとして可撓性の導電材料を用い電極間のインピーダンス変化から発汗量を検出する構成でもよい。電極を用いる場合、経年変化によって初期抵抗がドリフトしてもインピーダンス変化分によって発汗量を測定するので誤差は累積しない。

【0059】複合センサ部26における感圧センサ26a、温度センサ26b、振動センサ26c、光電センサ26d、湿度センサ26eは全て生体信号処理部27、異常判定部28を介して無線通信手段29に接続されている。本実施例のブロック構成を図18に示す。生体信号処理部27は在床判定手段27a、体重算出手段27b、体温算出手段27c、体動量算出手段27d、脈拍数算出手段27e、呼吸数算出手段27f、血圧算出手段27g、血液酸素飽和度算出手段27h、発汗量算出手段27iからなる。

【0060】在床判定手段27aは感圧センサ26aからの出力が所定値以上であればマットレス25上に使用者が在床状態であると判定し、体重算出手段27b、体温算出手段27c、体動量算出手段27d、脈拍数算出手段27e、呼吸数算出手段27f、血圧算出手段27g、血液酸素飽和度算出手段27h、発汗量算出手段2

7 i それぞれに対し在床状態の場合のみ動作を許可する。

【0061】体重算出手段27 bは、感圧センサ26 aの出力からベッド上の使用者の体重を算出する。体温算出手段27 cは、温度センサ26 bの出力から使用者の体温を算出する。体動量算出手段27 dは、振動センサ26 cの出力から使用者の体動量を算出する。脈拍数算出手段27 eは、振動センサ26 cの出力から使用者の脈拍成分を抽出して脈拍数を算出する。呼吸数算出手段27 fは、振動センサ26 cの出力から使用者の脈拍成分を抽出して呼吸数を算出する。振動センサ26 cの出力から使用者の脈拍成分や呼吸成分を抽出して脈拍数や呼吸数を算出する脈拍数算出手段27 e、呼吸数算出手段27 fを備えたことにより、同一の振動センサ26 cの出力から信号処理によって体動量、脈拍数、呼吸数という独立した生体信号データが得られるため、センサ配設の場所を取らずまた低コストに実現できる効果がある。血圧算出手段27 gは、光電センサ26 dの出力から使用者の血圧を算出する。血圧算出手段27 gは皮膚が露出かつ局所圧迫を受けている部位から容積脈波を検出し、容積振動法に基づき振幅最大点及び消失点を求め、平均・最高血圧を算出する。血液酸素飽和度算出手段27 hも同様に、光電センサ26 dの2波長の出力から透過光を分離測光し、容積振動法を用いて動脈ないし静脈中の酸素飽和度を算出する。測定される酸素飽和度は動脈血酸素飽和度(SO_2)に対応する量である。容積振動法は加圧部直下の容積変化を捉えるもので、光の透過性と圧伝搬が対応していることを利用している。 SO_2 は簡単には、酸素を運搬できるヘモグロビンに対する酸化ヘモグロビンの比である。血圧算出手段27 g及び血液酸素飽和度算出手段27 hも同一の光電センサ26 dの出力から信号処理によって血圧と血液酸素飽和度という独立した生体信号を得ている。発汗量算出手段27 iは、湿度センサ26 eの出力から発汗量を算出する。

【0062】尚これら感圧センサ26 a、温度センサ26 b、振動センサ26 c、光電センサ26 d、湿度センサ26 eは可撓性の素子あるいは小型センサからなるのでマットレス25に埋め込んでも使用者に何ら違和感を与えたり寝心地を損なうことなく、無意識のうちに使用者の生体信号を検出できる。特に感圧センサ26 aと振動センサ26 c、あるいは温度センサ26 bと湿度センサ26 eは一体となっているので、省スペース化が図れる。血圧や血液酸素飽和度の測定も従来のカフや(指や耳に装着する)プローブは不要で、使用者は測定を意識する必要がない。

【0063】異常判定部28は、体重異常検出手段28 a、体温異常検出手段28 b、体動異常検出手段28 c、脈拍数異常検出手段28 d、呼吸数異常検出手段28 e、血圧異常検出手段28 f、血液酸素飽和度異常検

出手段28 g、発汗量異常検出手段28 hからなる。つまりベッド上の使用者の異常の有無は体重、体温、体動量、脈拍数、呼吸数、血圧、血液酸素飽和度、発汗量から総合的に判断するのでより精度の高い判定ができる。

【0064】体重異常検出手段28 aは、体重算出手段27 bの出力から使用者の体重異常状態の有無を検出する。体重異常検出手段28 aにはタイマが接続され、所定期間内に所定範囲を越える体重変動があれば無線通信手段29、パーソナルコンピュータ30に向け報知信号を送出するものである。ここで所定期間及び所定範囲はパーソナルコンピュータ30から無線通信手段29を介し使用者ごとに自動設定される構成である。所定期間(例えば1ヶ月)内に所定範囲を越える重量変動があれば報知するため、体重の急激な変動に対する警告を発することになる。一般に急激な体重減少は精神的ストレスからくる食欲不振や消化器系の疾患、悪性腫瘍など、また急激な体重増加は浮腫の発生などが考えられ、これらを早期発見し健康管理を支援する作用がある。

【0065】また体温異常検出手段28 bは、体温算出手段27 cの出力から使用者の体温異常状態の有無を検出する。体温異常検出手段28 bの構成例を図19に示す。281~289は第1から第9の比較手段であり、パーソナルコンピュータ30で設定された所定値との大小比較をする。第1の比較手段281は入力された現在の体温データが所定値(例えば40.0℃)より大きければハイ信号を出力し、そうでなければロー信号を出力する。同様に第2の比較手段282は入力された現在の体温データが所定値(例えば34.0℃)より小さければハイ信号を出力し、そうでなければロー信号を出力する。290は微分手段であり体温データの時間変化率を出力する。第3の比較手段283では体温上昇率が所定値(例えば1.0℃/hr)以上であればハイ信号を出力する。同様に第4の比較手段284では体温下降率が所定値(例えば1.5℃/hr)以上であればハイ信号を出力する。第5の比較手段285では所定値(例えば37.5℃)より大きければハイ信号を出力する。継続時間タイマ291は第5の比較手段からのハイ信号継続時間に応じて値が増加する積分器であり、一旦ロー信号が入力されるとゼロリセットされる構成となっている。継続時間タイマ291からの継続時間出力は第7の比較手段287において所定値(例えば30分)より大きければハイ信号を出力する。同様に第6の比較手段286では所定値(例えば35.0℃)より小さければハイ信号を出力する。継続時間タイマ292は第6の比較手段からのハイ信号継続時間に応じて値が増加する積分器であり、一旦ロー信号が入力されるとゼロリセットされる構成となっている。継続時間タイマ292からの継続時間出力は第8の比較手段288において所定値(例えば30分)より大きければハイ信号を出力する。変動量測定手段293は単位時間タイマ294で与えられた単位

時間（例えば10時間）における使用者の体温変動量を測定する。体温変動量は例えば単位時間における標準偏差値とする。第9の比較手段289は変動量測定手段293の出力が所定値（例えば2.0℃）より大きければハイ信号を出力する。第1～第4の比較手段、第7～第9の比較手段は全て正論理の論理和手段295に接続されている。つまり第1～第4の比較手段、第7～第9の比較手段のうち1つでもハイ信号が出力されていれば報知信号を出力する構成である。

【0066】所定時間内に所定範囲を越える体温変動がある場合ないし体温が所定時間以上継続して所定範囲を越える場合報知信号を送出するので、緊急事態発生時に迅速な処置が施せる。一般に体の細胞は34℃以下または40℃以上になると機能に変化をきたし、40～42℃が数時間続くと死に至ることもある。また中枢神経系の細胞は41℃を越えると正常に機能することができないといわれている。さらに通常乳幼児の体温は高く、高齢者では低い。女性ではホルモンの影響で周期的な変動が認められる。また成人期にあっても使用者によって相違いのあることが知られている。そこで使用者ごとに判定基準を設定することによって異常の有無をより精度よく判定できることになる。具体的には例えば同じ37.5℃でも女性で高温期にある使用者なら正常と判定し、高齢者で平熱が35.8℃くらいの使用者なら異常と判定することになる。加えて発熱パターンには稽留熱、弛張熱、間欠熱、波状熱、二峰熱、不定熱など種々あり体温の経時変化を見ることで疾患の種類、緊急度を判別できる。ところで体温はサーカディアンリズムを持つが、測定を1日のうちで頻回に行なうことで正確な測定値を得ることになる。また体温変動リズムは使用者ごとに異なる固有の生物時計に支配されたものであり、使用者の体温変動リズムに合致した判定基準を設けることによって精度の高い監視装置が提供されることにもなる。

【0067】体動異常検出手段28c、脈拍数異常検出手段28d、呼吸数異常検出手段28e、血圧異常検出手段28f、血液酸素飽和度異常検出手段28g、発汗量異常検出手段28hも体温異常検出手段28bと同様の構成なので詳述しない。

【0068】特に体動異常検出手段28cによって、就寝中の寝返り頻度など使用者の体動に応じた異常の有無を検出できる。例えばベッド上に使用者が存在しているのに2時間以上継続して所定の体動がなければ床ずれ発生の危険があり、所定時間以上体動が継続していれば発作・痙攣などの危険があることを報知できる。心拍活動や呼吸活動に伴う微小な体動（安静時にも発生）がなければ死亡と確認できる。

【0069】脈拍数異常検出手段28dによって脈拍数が所定範囲を逸脱したり所定範囲を所定時間以上継続して逸脱すれば報知信号を送出することで頻脈性不整脈や

徐脈性不整脈によって起こる発作、狭心症、心筋梗塞、脳虚血、心停止などを早期発見ないし防止できる。あるいは所定時間内に所定範囲を越える脈拍数変動がある場合または所定範囲以下の脈拍数変動しかない場合報知信号を送出するので、ある種の循環器系疾患を発見できる。脈拍数は明確なサーカディアンリズムを持ち、代謝量に応じてある程度の変動を生ずるのが通常であるため、たとえ脈拍数が正常値（例えば毎分70拍）としても全く変動がなければ異常であると見なし報知することになる。一般には就寝によって代謝量が低下し、徐波化が訪れるのが通常であり変動量を測定することで異常状態の有無が把握できる。

【0070】また呼吸数異常検出手段28eによって呼吸数が所定範囲を逸脱したり所定範囲を所定時間以上継続して逸脱すれば報知信号を送出するので、頻呼吸、徐呼吸、無呼吸などの呼吸異常を早期発見ないし防止できる。呼吸数は日常生活上、運動・入浴・睡眠あるいは外気温や気圧などの外部環境、精神的興奮、痛み、体位などによって変化するが、年齢、体格などの個人差も大きい。一般には体表面積あたりの代謝率が大きい小児は、成人より呼吸数が多いことが知られている。そこで使用者ごとに判定基準を設定することによって異常の有無をより精度よく判定できることになる。あるいは所定時間内に所定範囲を越える呼吸数変動がある場合または所定範囲以下の呼吸数変動しかない場合報知信号を送出するので、ある種の呼吸器系疾患を発見する。呼吸数は明確なサーカディアンリズムを持ち、代謝量に応じてある程度の変動を生ずるのが通常であるため、たとえ呼吸数が正常値（例えば毎分15回）としても全く変動がなければ異常であると見なし報知することになる。

【0071】また血圧異常検出手段28fによって血圧が所定範囲を逸脱した場合報知信号を送出するので、緊急事態発生時に迅速な処置が施せる。特に高血圧には自覚症状がなく持続するので、気づかないうちに動脈血管の変性、循環血流量の減少が起きて、心臓・血管系、腎臓、脳機能の障害を起こすことを回避することになる。また脳への一過性虚血を起こさせる起立性低血圧症ではめまい、立ちくらみによる転倒事故などを報知によって未然に防ぐことになる。使用者ごとに判定基準を設定することによって慢性疾患だけでなく、急激に血圧上昇をきたす高血圧性緊急症や急激に血圧低下をきたすショックなどの異常をより確実に判定し報知できる。血圧が急激に上昇し、血管収縮を起こし易くなる時刻は心筋梗塞の多発時刻に一致しており、環境条件とは別にヒトには「死にやすい時刻」のあることが指摘されている。そこで血圧検出手段をベッド、布団、毛布、シーツ、マットレス、おむつ、椅子、便座、カーペット、浴槽などの生活用品に取り付けることで住居内にいる使用者の連続監視が可能となる。また日常生活において安静を保持し穏やかな心身状態のまま精度よく血圧測定できる。ところ

で血圧はサーカディアンリズムを持つが、測定を1日のうちで頻回に行なうことで正確な測定値を得ることになる。また血圧変動リズムは使用者ごとに異なる固有の生物時計に支配されたものであり、使用者の血圧変動リズムに合致した判定基準を設けることによって精度の高い監視装置が提供されることになる。

【0072】また血液酸素飽和度異常検出手段28gによって血液酸素飽和度が使用者に適合した所定範囲を逸脱した場合報知信号を送出するので、低酸素症や喘息など呼吸器系の疾患に対する迅速な処置が施せる。

【0073】また発汗量異常検出手段28hによって多汗の有無を検出できる。発汗量も使用者によって相当違いのあることが知られている。乳幼児や肥満した使用者は体重の割に体表面積が小さく体温が上昇しやすいため、多汗症の傾向がある。逆に高齢者では発汗量が少なくなる。使用者ごとに判定基準を設定することによって異常の有無をより精度よく判定できることになる。発汗量が所定範囲を逸脱すれば報知信号を送出することで、全身性の多汗を伴う甲状腺の病気、糖尿病、高血圧、白血病などを早期発見ないし防止できることになる。

【0074】在床判定手段27a、体重算出手段27b、体温算出手段27c、体動量算出手段27d、脈拍数算出手段27e、呼吸数算出手段27f、血圧算出手段27g、血液酸素飽和度算出手段27h、発汗量算出手段27iからの生体信号データ（ベッド在床時の体重、体温、体動量、脈拍数、呼吸数、血圧、血液酸素飽和度、発汗量）は直接無線通信手段29を介してパーソナルコンピュータ30に転送され、日々の健康トレンドとして長時間にわたり蓄積された過去からの履歴が一目で表示されるようになっている。

【0075】つまり使用者には異常の有無だけでなく、日々の体調が逐一わかる構成である。感圧センサ26a、温度センサ26b、振動センサ26c、光電センサ26d、湿度センサ26eは可撓性の素子あるいは小型センサからなるのでマットレス25以外でも使用者が接するあらゆる生活用品に埋め込むことが可能である。使用者に全く負担をかけることなく無拘束・非侵襲・非観血に健康に関する基本的な生体信号を検出できる。体表面に電極や測定装置を取り付ける必要がないので、感電などの恐れもなく安全であり、取扱いが簡単で専門家を必要としないという効果もある。つまり使用者は、日々の生活の中で無意識のうちに健康診断を受診していることと等価になる。いちいち病院などの医療機関に出向き、長時間を費やして検査を受ける必要もなくなる。日常生活における様々な条件下でも長期間にわたり継続して生体信号を検出することで、個々の使用者特有の生理的特徴を明らかにできる。特にベッドは使用者が毎日（ほとんどの場合規則正しく決まった時間帯に）長時間にわたり無負荷で安静状態を保持して横たわる環境であるため生体信号検出に適している。

【0076】尚、この複合センサ部26、生体信号処理部27、異常判定部28及び無線通信手段29はマットレス25内部に取り付ける例を示したが、布団、毛布、シーツ、ベッドパッド、おむつ、椅子、便座、カーベット、浴槽など他の生活用品に取り付けてもよい。

【0077】次に第8の実施例について図20、図21を用いて説明する。本実施例が既に説明した第7の実施例と異なる主な点は使用者の生体信号を検出するセンサの配置構成である。図20において、25は厚さ10数cm程度の弾力性あるマットレスであり、3つ折りできる構成である。このマットレス25には縦24行×横8列からなる192個のサーミスタ31を網の目状に内蔵されている。次に本発明のブロック構成を図21に示す。熱画像合成手段32は一定間隔ごとにサーミスタ31各点から独立に出力される温度データから使用者の熱画像を合成する。在床判定手段33は、熱画像合成手段32で得られた熱画像からひと固まりの連続温度領域（山の部分）を抽出しこの連続温度領域が所定温度範囲にあれば在床信号を表示手段34に出力する。但し突出して高温となる領域が存在する場合、これは電気アンカやカイロなど人体以外の発熱体であると見なし判定の対象外とする。体温算出手段35は在床判定手段33から在床信号が出力されている場合、熱画像合成手段32で得られた熱画像からひと固まりの連続温度領域を抽出しこの連続温度領域中の最高温度信号を表示手段34に出力する。但し突出して高温となる領域が存在する場合、これは電気アンカやカイロなど人体以外の発熱体であると見なし無視する。寝位置算出手段36は在床判定手段33から在床信号が出力されている場合、熱画像合成手段32で得られた熱画像からひと固まりの連続温度領域を抽出後この形状の重心位置を算出し表示手段34に出力する。同様に寝姿勢算出手段37ではひと固まりの連続温度領域の形状パターンを分類し寝姿勢情報として表示手段34に出力する。体動量算出手段38は在床判定手段33から在床信号が出力されている場合、熱画像合成手段32で得られた熱画像の各画素ごとの微分値を192画素分全て積算した値を体動量として表示手段34に出力する。微分は前回の熱画像を一旦フレームメモリに蓄積し今回熱画像との差分をとることで実現する。表示手段34は、現在の在・不在情報、使用者の体温、寝位置、寝姿勢、体動量を常時表示している。

【0078】使用者識別手段39は在床判定手段33から在床信号が出力されている場合、熱画像合成手段32で得られた熱画像からひと固まりの連続温度領域の輪郭長さないし面積を使用者特有の体格情報であると見なし識別信号を設定手段に出力する。設定手段40はこの使用者識別信号に基づき変動監視手段41に対し、異常監視基準を設定する。在床判定手段33、体温算出手段35、寝位置算出手段36、寝姿勢算出手段37、体動量算出手段38はそれぞれ変動監視手段41にも接続され

使用者に応じて設定された異常監視基準に基づき所定時間に所定量以下の変動しかない場合に報知信号を報知手段42に向けて出力する。報知手段42は変動監視手段41からの報知信号を受けるとブザー音をならす構成である。

【0079】つまり複数のサーミスタ31の温度データから熱画像を合成することによって監視領域となるマットレス25上における使用者の在・不在の判別、在床時の体温、寝位置、寝姿勢、体動量（動作）が常時監視できる。

【0080】またこの生体信号抽出手段で抽出された生体信号の周期が所定範囲逸脱の場合に継続時間を測定し、この継続時間が所定値を越えた場合に報知することで異常状態判定の精度が高められる。特に生死の判定が確実になる。

【0081】特に変動監視手段41によって、使用者ごとに設定された異常監視基準に基づき不在床や体温、寝位置、寝姿勢、体動量などに関し所定時間内に所定範囲を越える変動がなければ報知信号を送出するので、使用者の生死をはじめとする異常の有無が遠隔から精度よく監視できる。使用者識別手段39を設けているのでこのマットレス25に就寝する使用者が1人に限定されない利点がある。高齢者福祉施設とりわけショートステイと呼ばれる短期間の宿泊を伴う介護を実施している施設では、数日から数ヶ月のうちに次々と使用者が入れ替わる。このようなケースにおいては使用者ごとに異常監視基準が自動設定される構成が、判定精度の向上により大きく貢献する。

【0082】尚、ここでは体動量算出手段38からは使用者の時々刻々の体動量を出力する構成としたが、体の部位ごとの体動に応じた信号を直接出力することもできる。複数のサーミスタ31をマットレス25などの大きな生活用品に配設する場合、体格、体型、体重、肥満度に応じて体表面と接触するサーミスタ素子と接触しないサーミスタ素子が出る。接触圧も異なってくる。そこで得られた熱画像から使用者の身体的特徴を捉え、その経時変化を使用者自らに對し表示・報知することで、徐々に変化する自らの体型に対する警告を発する構成を付加してもよい。

【0083】またここではセンサとして温度を測定するサーミスタを用いたが、重量、振動、可視光、赤外線、音声、超音波など他のセンサを複数個備え、領域ごとに分割して2次元画像を構成してもよい。センサの取り付け場所や監視領域もこれに限るものではない。センサ総数や配置間隔もこれに限らない。本実施例では縦24行×横8列192個をそのまま熱画像に変換する説明としたが、空間フィルタリングや時間フィルタリングなどの演算を施すことによってより少ないセンサ総数の情報から画像を高分解化、鮮鋭化してもよい。1個あるいは1次元状に配設した数個のセンサをスキャン駆動すること

で2次元化してもよい。また脈拍数検出手段27eにおける使用者の脈拍数の算出は振動センサ26cの出力ではなく、感圧センサ26aや光電センサ26dの出力によって実現してもよい。さらにこれらを組み合わせて信頼性や精度の向上を図ってもよい。

【0084】次に第9の実施例について図22を用いて説明する。図22において43は使用者の体表面から発生した振動加速度を検出する圧電センサであり、ポリフッ化ビニリデン（PVDF）等の高分子圧電材料を薄膜化し両側に電極を付着させたものを同軸ケーブル状にシールド加工してある。この同軸ケーブルは可撓性を有し（直径2mm程度で）外部から混入する電磁波ノイズの影響を除去すると同時に防水処理も施されている。44は体動検出手段であり、圧電センサ43の出力をインバータ変換しローパスフィルタを通した後、数千倍に増幅して体動に伴う振動成分だけを抽出し体動信号を時系列データとして出力している。体動パターン学習手段45はニューラルネットワークからなり、体動検出手段44からの出力を常時監視し使用者の常日頃の体動パターンを記憶・蓄積・更新している。設定手段46は体動パターン学習手段45の出力に基づき使用者の異常判定基準を設定し異常体動判定手段47に出力している。つまり設定手段46では使用者の過去の履歴に基づき異常判定基準が設定されている。異常体動判定手段47はニューラルネットワークからなり体動抽出手段44から現在出力されている時系列データパターンと設定手段46で設定された異常判定基準とを照合（パターンマッチング）し異常状態発生中と判定した場合、異常発生信号を出力する。継続時間タイマ48は異常体動判定手段47から出力された異常発生信号の継続時間を測定し、この継続時間が所定時間（例えば5分間）以上となった場合、報知手段49のブザーを駆動するものである。ここで異常体動判定手段47と継続時間タイマ48との間、あるいは継続時間タイマ48と報知手段49との間は通信回線で接続され遠隔報知ができる構成となっている。

【0085】上記構成において異常体動判定手段47は普段と異なる使用者の体動パターンから痙攣、ふるえ、もがきなどの異常動作の有無を判定し、報知によって介護者が駆けつけ緊急処置をとることができる。使用者の通常の体動パターンは使用者ごとに大きく異なるため、設定手段46で使用者ごとに異常判定基準を自動的に設定することで、異常状態の有無に関する判定精度は飛躍的に向上する。

【0086】次に第10の実施例について図23を用いて説明する。図23において50は音声を検出するための単一指向性コンデンサマイク（以下マイクと称す）でありマットレスに埋め込まれている。音声抽出手段51はマイク50の出力信号から使用者の発する音声信号だけを分離するものである。使用者の発する音声信号でも咳きやくしゃみなど一過性の衝撃音は音声抽出手段51

でキャンセルする。音量算出手段52は使用者の発する音声の音量を算出し異常判定手段53に出力する。一方、呼吸数算出手段54は音声抽出手段51で抽出された使用者の音声を周波数解析することによって1分間あたりの呼吸数を算出し異常判定手段53に出力する。54は赤外線センサからなる人体センサであり、異常判定手段53に使用者の存在有無を知らせる信号を出力する。異常判定手段53は使用者が存在する場合、設定手段55で設定された使用者ごとの異常判定基準に基づき異常の有無を判定し、異常があれば異常判定信号を報知手段55に出力する。報知手段55は遠隔地にあり異常判定信号を受信すると介護者などの監視者にブザー報知する構成である。異常判定手段53は音量検出手段52及び呼吸数算出手段54の出力を用い、(1)所定値以下の音量が所定時間以上継続した場合(2)所定値以上の音量が所定時間以上継続した場合(3)呼吸数が所定値以下の場合(4)呼吸数が所定値以上の場合(5)呼吸数の変動率が所定値以上の場合のうち1つでも成立すれば異常判定信号を出力するが、具体的な構成は第7の実施例で説明したものと同様なので詳述しない。

【0087】上記構成において異常判定手段53は(1)使用者がいるのに寝息が全くない状態(無呼吸か死亡)を検出する。

(2)いびき、叫び声、うめき声など異常な発声を検出する。

(3)無呼吸や徐呼吸を検出する。

(4)頻呼吸、浅促呼吸を検出する。

(5)代謝異常を検出する。

ことに対応している。特に叫び声など日常生活上、使用者の常識にあった行為をするだけで監視者を呼び出すことができる。高齢者や障害者などの使用者が遠隔場所にいる介護者を呼びたい場合、ボタン操作することなく単に音声を発するだけでよい。異常判定基準は使用者ごとに設定されているため、誤動作なく判定できる。

【0088】尚、本実施例ではマイク50で検出した信号から使用者の音量と呼吸数を算出して異常判定するものとしたが、パターン分類によってチェーンストークス呼吸やビオー呼吸、クスマウル大呼吸など特異な呼吸型を検出させるようにしてもよい。呼吸数だけでなく呼吸の深さ、吸息と呼息それぞれの長さなどを検出し異常の有無を判定してもよい。またあらかじめ特定の音声内容(例えば「苦しい」)に対して異常判定信号を出力させるようにしてもよい。さらに音量に応じて異常と見なすのに要する所定時間を変えてもよい。あるいはマイク50で検出した信号のみから使用者の存在有無を判定したり、使用者の発話の有無、発声発語量を検出してもよい。マイク50を複数個設け、使用者の位置情報を算出してもよい。

【0089】次に第11の実施例について図24を用いて説明する。図24において50は音声を検出するため

の単一指向性コンデンサマイク(以下マイクと称す)でありマットレスに埋め込まれている。いびき判定手段57はマイク56の出力から使用者の発するいびき音だけを抽出するものである。一方使用者識別手段58はマイク56の出力信号から使用者を識別する。設定手段59は使用者識別手段58の出力を用い、使用者ごとにいびきを抑制するか否かの抑制基準値を設け、いびき判定手段57に出力する。いびき判定手段57では抽出されたいびき音の音量が設定手段59で設定された抑制基準値を上回れば、アクティブノイズコントロール機構を持つ消音手段60を駆動して使用者が発するいびき音を消音するとともに、揺動手段61を駆動することでマットレスを振動させる。

【0090】上記構成においていびき判定手段57が使用者ごと設定手段59で設定された抑制基準値に基づきいびき抑止を判定し、いびき音を消音させる消音手段60やマットレスを振動させる揺動手段61を備えたことにより、使用者の呼吸困難や周囲への安眠妨害などを回避することができる。同じいびき音でも使用者の健康異常につながるか否か周囲へ迷惑になるかならないかは使用者によってまた使用条件によって変わってくる。同室に1名しかいない場合、使用者が少しいびきをかいただけでマットレスを揺動されると逆に熟睡できにくくなる。そこで使用者ごとに異なる抑止基準値を設けることで使用者に最も適しいびき抑止制御が実現できる効果がある。

【0091】尚、本実施例ではいびき音という音声パターンの有無を判定するものとしたが、泣き声、うめき声など他の特定音声パターンを検出するようにしてもよい。使用者が乳幼児の場合、泣き声に応じてベッドを低周波で揺動し、心理的不安を解消させるようにしてもよい。また音声パターンによって緊急度を分別し、遠隔地にいる監視者に内容を報知してもよい。

【0092】次に第12の実施例について図25、図26を用いて説明する。図25において62は失禁パンツであり、この失禁パンツ62内部に排泄検出手段63及び筋電計64を備えている。排泄検出手段63は排尿の有無を検出する水分計63aと排便の有無を検出する小型のガスセンサ63b(図示せず)からなる。水分計63aは可撓性薄膜電極間のインピーダンス変化によっておむつ内の水分量を測定し、またガスセンサ63bは排便時の臭いの有無を判定する。筋電計64は貯尿時の膀胱括約筋の緊張を検出するため腹壁及び大腿部に4つの可撓性薄膜電極を装着しインピーダンスの変化より膀胱の膨らみを見るためのものである。排尿検出手段63、筋電計64はそれぞれ腹部に取り付けられている厚さ5mm程度の無線送信手段65に接続されている。無線送信手段65は排尿検出手段63、筋電計64からの出力信号を一定間隔で信号処理部66に送信する。信号処理ユニット66では排泄の有無あるいは排泄時期の推定を

行い、LCD表示ないしブザーで介護者などの監視者にその旨を報知する構成である。尚この無線送信手段65は失禁パンツ62から取り外して用いることも可能である。次に本発明のブロック構成を図26に示す。失禁パンツ62には前述のように水分計63a、ガスセンサ63b、筋電計64、無線送信手段65が取り付けられている。一方信号処理ユニット66は、無線送信手段67から送信された使用者の排尿・排便の有無、筋電図情報を無線受信手段67で受け、報知手段68でLCD表示ないしブザー報知する。また使用者の排尿・排便の有無、筋電図情報は排泄時期推定手段69に伝えられる。排泄時期推定手段69には、カレンダー・現在時刻を計時する時計70、雰囲気温度を測定する温度計71、使用者の通常の排泄時期や食事時刻などを設定する設定手段が接続され、過去の排泄時期を学習することによって次の排泄時期を推定する。この排泄時期推定手段69は記憶手段と学習手段を備え、記憶手段に蓄積された過去からの使用者の排泄間隔、排泄時刻といった履歴情報をもとに次の排泄時期を学習、推定している。またこの排泄時期推定にはリカレント型のニューラルネットワークを用いている。報知手段68は使用者の排泄（排尿、排便）時には連続するブザー音で監視者に報知し、使用者の排泄5分前が推定された時には断続するブザー音で監視者に報知する。

【0093】上記構成において排泄検出手段63が失禁パンツ62に内蔵されているので夜尿症や痴呆高齢者、障害者の失禁などの有無が即時に検出でき、使用者の健康を保つことができる。特に排泄時に報知するので、介護者が排泄の有無にかかわらず一定時間ごとにおむつかえをする必要もない。介護者にとって負担が楽になるばかりか、使用者の安眠や生活を不要に乱すこともない。

【0094】水分計63a、ガスセンサ63b、筋電計64は失禁パンツ62に埋め込まれており、使用者を何ら拘束せず、違和感を与えることもない。水分計63aや筋電計は電極間のインピーダンス変化から排尿の有無、筋電図を検出するので、経年変化によって電極間インピーダンスが若干ドリフトしても変化分を測定するので誤差が累積しない。

【0095】さらに排泄時期推定手段69で次の排泄時期を推定し報知信号を送出するので、便意を自覚できないまたは表現できない障害者、痴呆高齢者、幼児などを事前に所定の場所に導き、排泄させることができ使用者の清潔を保つことになる。介護者にとってもおむつ交換の頻度が激減する。時計70、温度計71を接続することで季節や時間帯、室内温度など外部環境要因に応じて判定条件も自動的にスライドし、判定精度が向上する。

【0096】尚、ここでは排泄の有無について言及したが、排尿や排便の量や質を検出する構成を備えてもよい。排泄時期を推定するための環境条件として信号処理

ユニット66内に時計70と温度計71を備えるものとしたが、使用者近傍の温湿度、気流、着衣量などの条件を検出し付加してもよい。使用者自身の生体信号として筋電計64以外の脈拍数や呼吸数、血圧、体温などを検出し付加してもよい。

【0097】また取り付けるものは失禁パンツ62に限らず、ベッド、布団、毛布、シーツ、マットレス、おむつ、椅子、便座、カーペット、浴槽などの生活用品に取り付けてもよい。

【0098】

【発明の効果】以上の説明から明かなように本発明の監視装置によれば、使用者ごとの判定基準に基づいて複数種類の生体信号から使用者の身体状態が判定されるので、判定精度が高められる。また、それに基づいて制御内容を変えるため、常に使用者に最適の制御がなされる。生体信号に関しては同じデータでも使用者ごとに正常か異常かの基準が異なるのが常であり、これにより判定精度は向上し、ある種の疾患を早期発見、報知することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例における監視装置のブロック図

【図2】同装置における設定手段3のブロック図

【図3】生体信号出力信号と正常、異常との関係を示した図

【図4】同装置における判定手段4のブロック図

【図5】本発明の第2の実施例における監視装置のブロック図

【図6】本発明の第3の実施例における監視装置のブロック図

【図7】同装置における設定手段9の学習機構を示した図

【図8】本発明の第4の実施例における監視装置のブロック図

【図9】同装置における生体情報検出手段1の取り付け構造を示した図

【図10】同装置における使用者識別手段10のブロック図

【図11】同装置における設定手段13で生成する判定基準を示す図

【図12】本発明の第5の実施例における監視装置のブロック図

【図13】同装置における判定手段15のブロック図

【図14】本発明の第6の実施例における監視装置の斜視図

【図15】同装置における荷重センサ23の出力波形を示した図

【図16】同装置における荷重センサ信号処理部24のブロック図

【図17】本発明の第7の実施例における監視装置の取

り付け構造を示した図

【図18】同装置における監視装置のブロック図

【図19】同装置における体温異常検出手段28bのブロック図

【図20】本発明の第8の実施例における監視装置のサーミスタ31の取り付け位置を示した図

【図21】同装置における監視装置のブロック図

【図22】同装置における体温算出手段27cのブロック図

【図23】本発明の第9の実施例における監視装置のブロック図

【図24】本発明の第10の実施例における監視装置のブロック図

【図25】本発明の第11の実施例における監視装置の斜視図

【図26】同装置における監視装置のブロック図

【符号の説明】

1、11 生体情報検出手段

3 設定手段

4 判定手段

5 制御手段

6 使用者識別手段

7 記憶手段

8 設定手段

14 健康情報データベース

16 第1の無線送受信手段

19 タイマ

27a 在床判定手段

27b 体重算出手段

27c 体温算出手段

27d 体動量算出手段

27e 脈拍数算出手段

27f 呼吸数算出手段

27g 血圧算出手段

27h 血液酸素飽和度算出手段

27i 発汗量算出手段

291 継続時間タイマ

293 変動量測定手段

295 論理和手段

32 熱画像合成手段

36 寝位置算出手段

37 寝姿勢算出手段

45 体動パターン学習手段

51 音声抽出手段

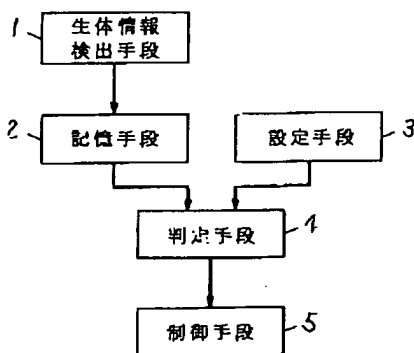
57 いびき判定手段

60 消音手段

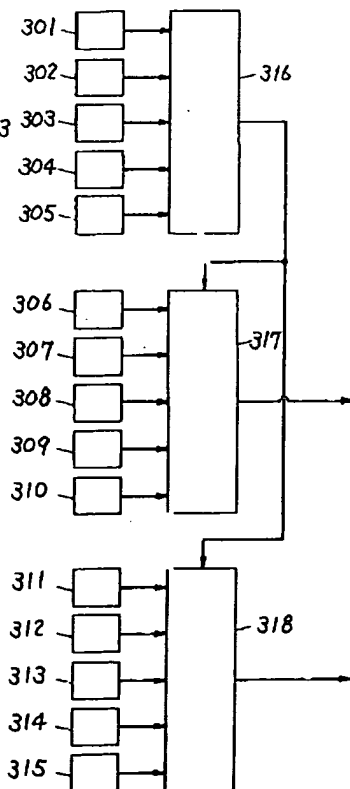
61 揺動手段

63 排尿検出

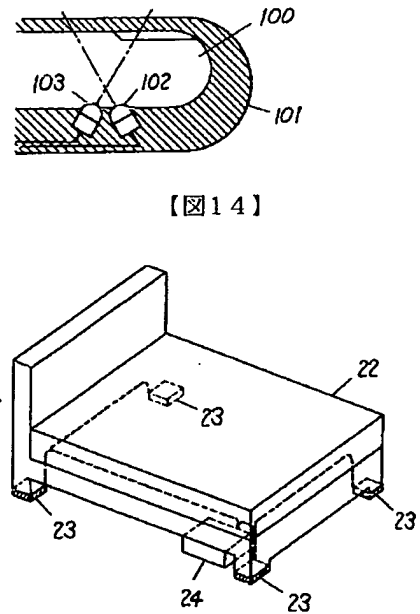
【図1】



【図2】

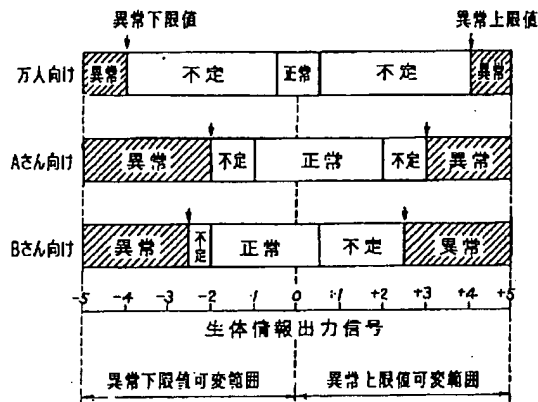


【図9】

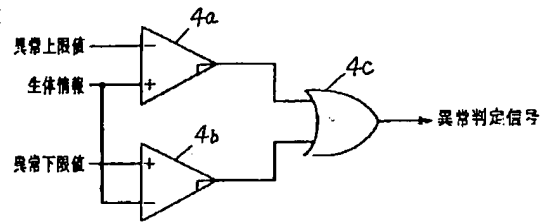


【図14】

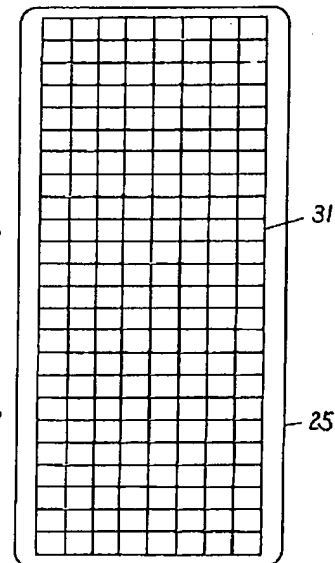
【図3】



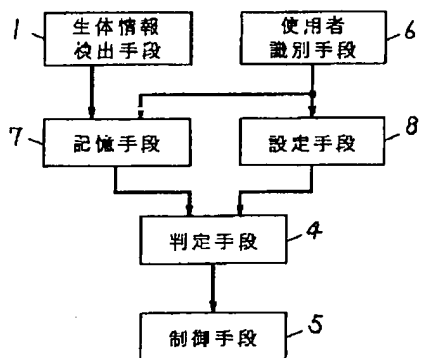
【図4】



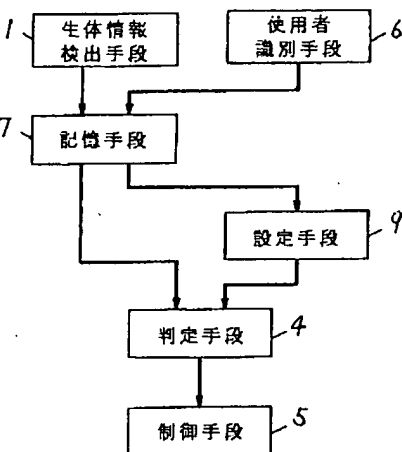
【図20】



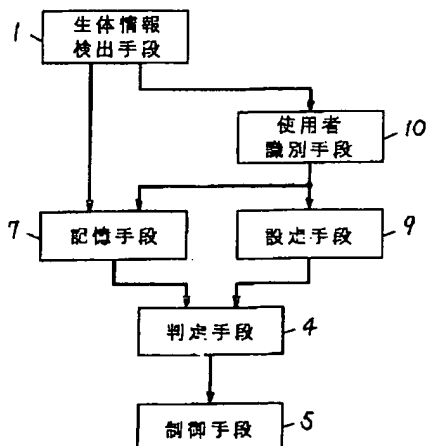
【図5】



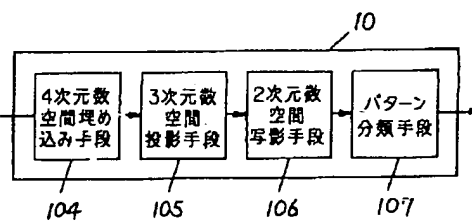
【図6】



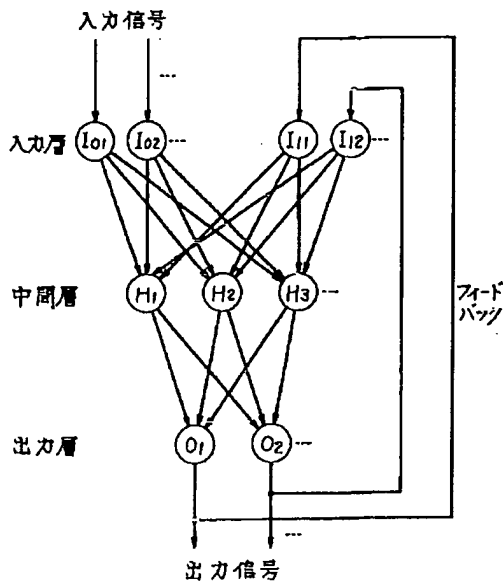
【図8】



【図10】

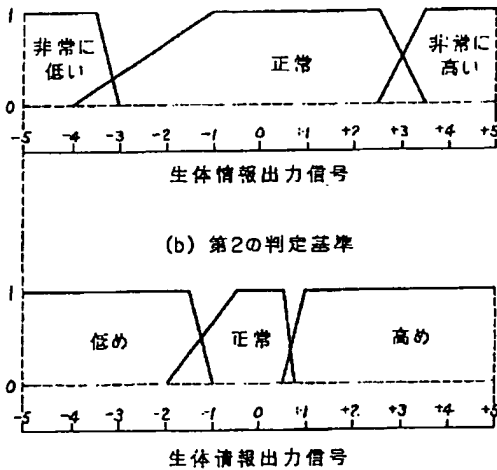


【図7】

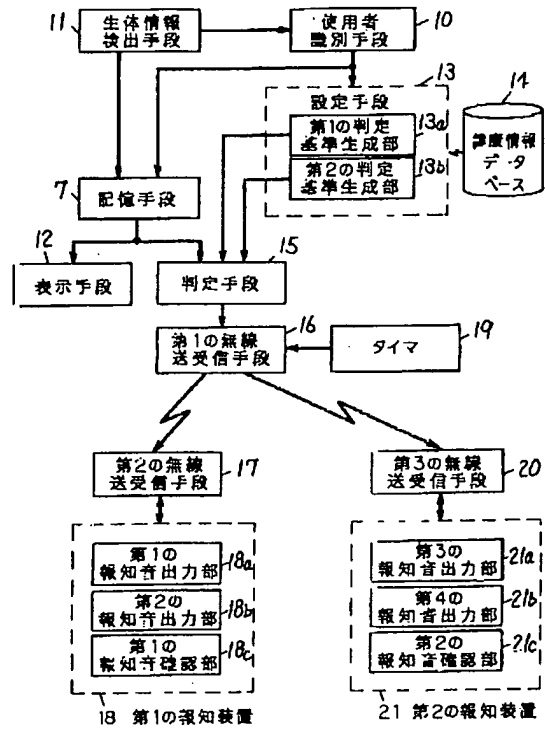


【図12】

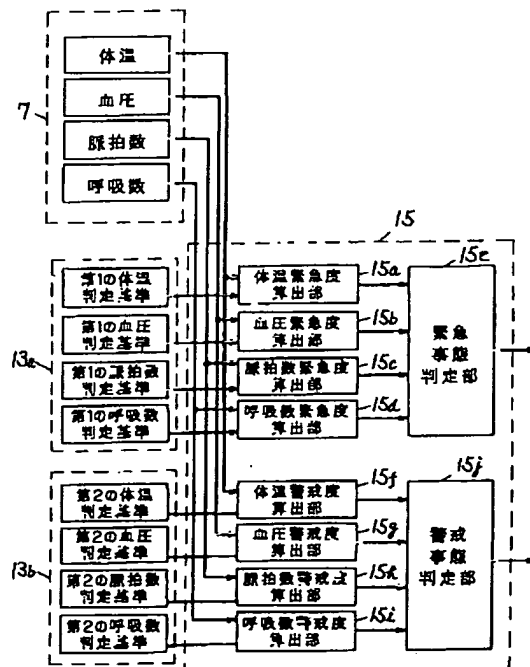
(a) 第1の判定基準



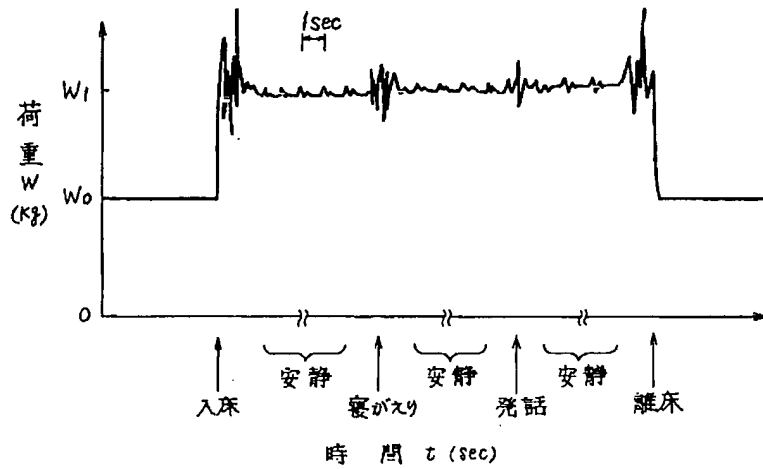
【図11】



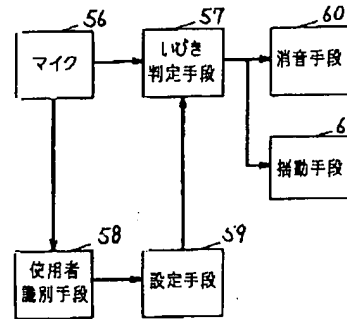
【図13】



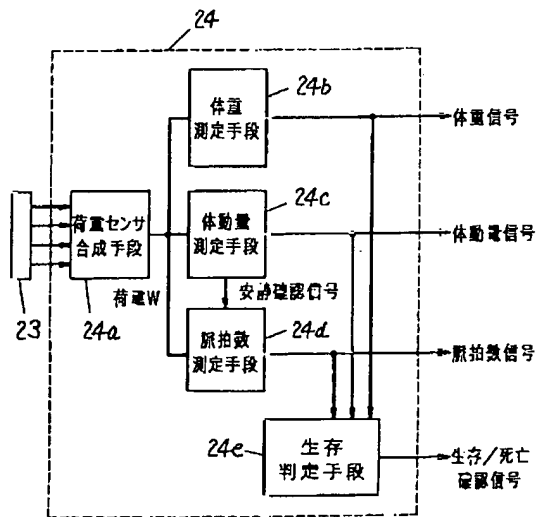
【図15】



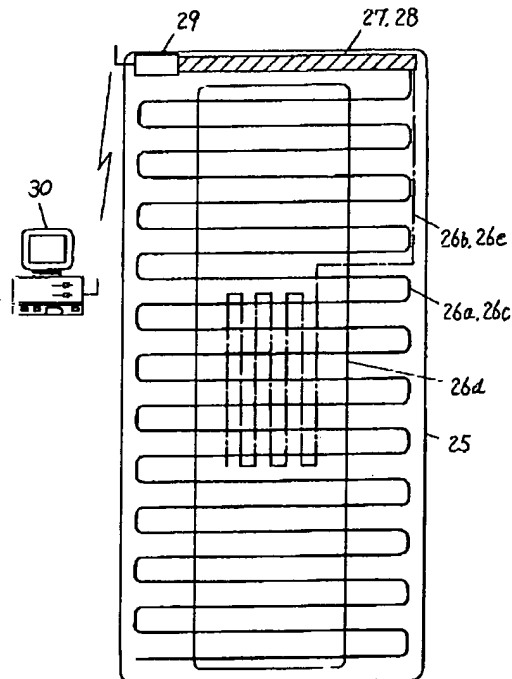
【図24】



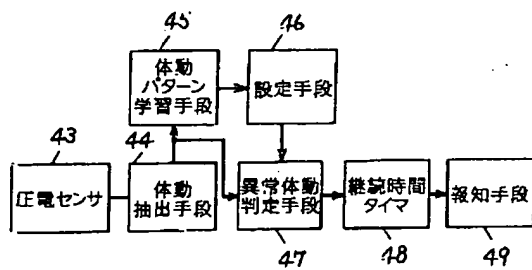
【図16】



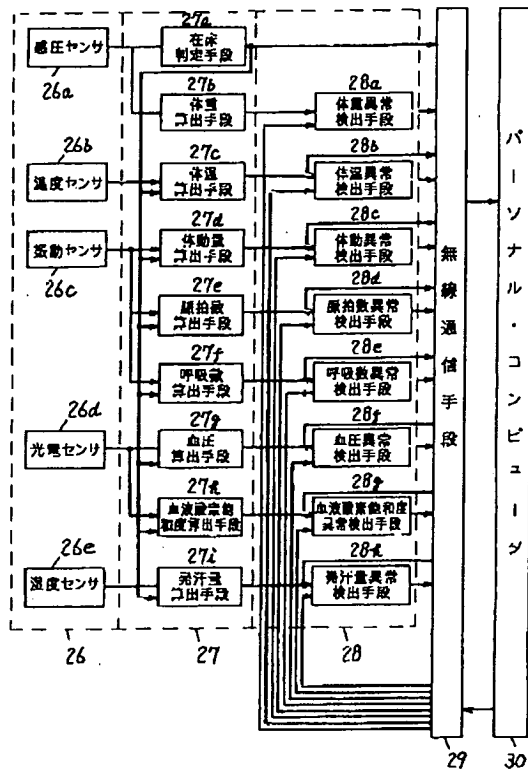
【図17】



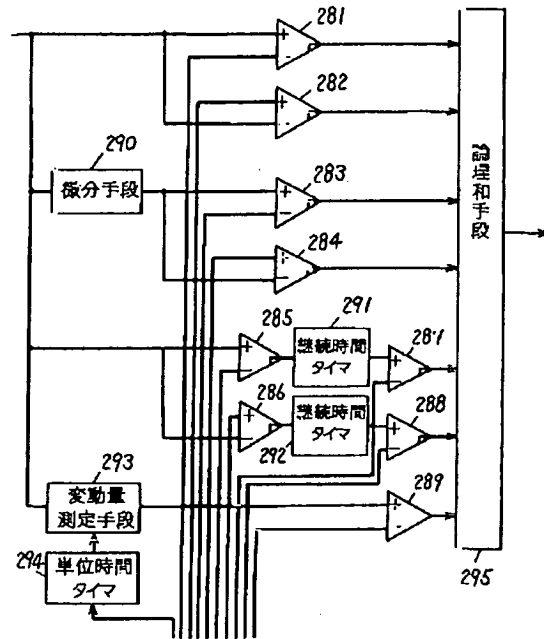
【図22】



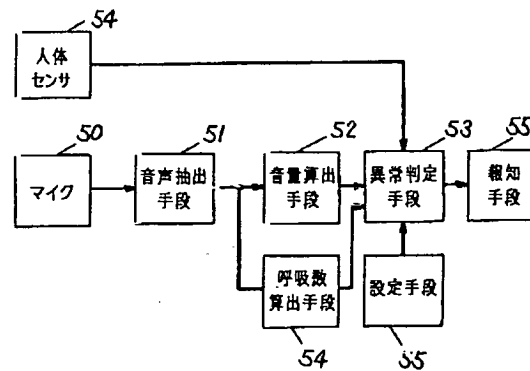
【図18】



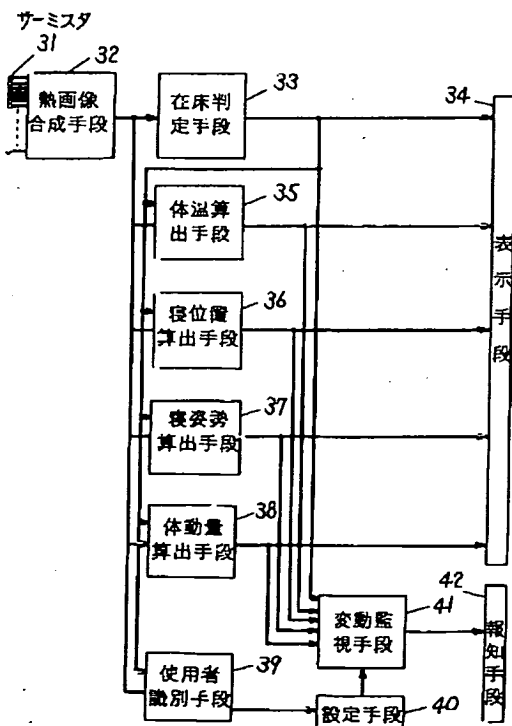
【図19】



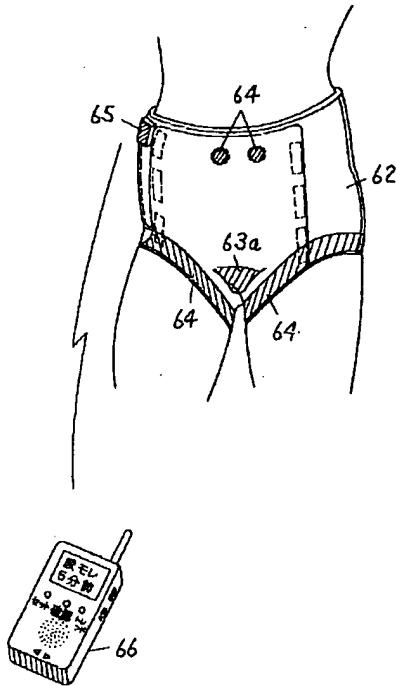
【図23】



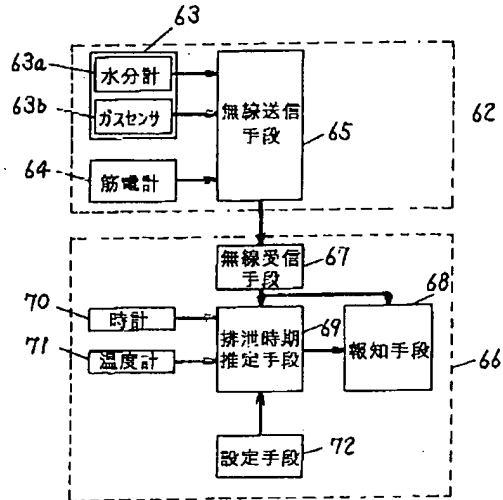
【図21】



【図25】



【図26】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. ⁷	識別記号	F I	(参考)
G 0 6 F 17/60	1 2 6	A 6 1 B 5/10	3 2 0 Z
			3 1 0 Z
		5/02	H

(72) 発明者 山内 美幸
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内
(72) 発明者 梅景 康裕
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内

F ターム(参考) 4C017 AA08 AA09 AA10 AA14 AA16
AA20 AB03 AB10 AC28 AC40
BB12 BC11 BC16 BD06 CC02
CC06 DD17 FF30
4C038 SS08 ST00 SV01 SX05 SX11
VA04 VA07 VB31 VB32 VC01
VC20